

PCT/JP2004/015137

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

15.10.2004

REC'D U Y DEC 2004

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日            2 0 0 3 年 1 0 月 1 5 日  
Date of Application:

出 願 番 号            特 願 2 0 0 3 - 3 5 5 1 2 8  
Application Number:  
[ST. 10/C]:            [J P 2 0 0 3 - 3 5 5 1 2 8]

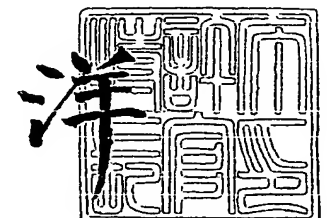
出 願 人            株式会社日立メディコ  
Applicant(s):

**PRIORITY  
DOCUMENT**  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2 0 0 4 年 1 1 月 2 5 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

小 川



出証番号    出証特 2 0 0 4 - 3 1 0 6 7 2 1

【書類名】 特許願  
 【整理番号】 JP4503  
 【あて先】 特許庁長官殿  
 【国際特許分類】 A61B 5/055  
 【発明者】  
     【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目 1 番 1 4 号  
                         株式会社 日立メディコ内  
                         黒目 明  
     【氏名】  
 【発明者】  
     【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 1 番 1 号  
                         株式会社 日立製作所 日立研究所内  
                         和田山 芳英  
     【氏名】  
 【特許出願人】  
     【識別番号】 000153498  
     【氏名又は名称】 株式会社 日立メディコ  
 【代理人】  
     【識別番号】 100077816  
     【弁理士】  
     【氏名又は名称】 春日 譲  
 【手数料の表示】  
     【予納台帳番号】 009209  
     【納付金額】 21,000円  
 【提出物件の目録】  
     【物件名】 特許請求の範囲 1  
     【物件名】 明細書 1  
     【物件名】 図面 1  
     【物件名】 要約書 1

**【書類名】 特許請求の範囲****【請求項 1】**

互いに対向して配置され、その間に均一磁場領域を形成する一対の静磁場発生手段と、この静磁場発生手段の互いの対向面側に上記均一磁場領域を挟んで互いに対向して配置される一対の傾斜磁場コイルとを有する磁気共鳴イメージング装置において、

上記傾斜磁場コイルの、均一磁場領域側とは反対側の面と上記静磁場発生手段との間に配置され、上記傾斜磁場コイルと静磁場発生磁石とに固定される平板状部材であって、この平板状部材の面方向に沿って、振動減衰部材と静磁場均一部材とが配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置において、上記振動減衰部材は上記傾斜磁場コイルの振動幅が大きい位置に配置され、かつ、上記振動減衰部材は、平板状部材を貫通して上記傾斜磁場コイルと上記静磁場発生磁石とに接触することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置において、上記振動減衰部材の容積は上記静磁場均一部材の容積より大きく、上記平板状部材には、上記静磁場均一部材を配置させる穴と、上記振動減衰部材を配置させる穴との少なくとも 2 種類の径の穴が形成されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【書類名】明細書

## 【発明の名称】磁気共鳴イメージング装置

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング装置に係り、特に、傾斜磁場コイルからの振動、騒音を減少させる構造に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

磁気共鳴イメージング装置（MRI装置）には、静磁場発生方式として、水平磁場方式の円筒型と、垂直磁場方式の対向型とがある。

## 【0003】

垂直磁場方式の磁石には、平板形状をした傾斜磁場コイルが用いられる。この傾斜磁場コイルは、静磁場発生装置の面上、または磁石の中央窪み部に埋設される。

## 【0004】

この傾斜磁場コイルにパルス電流が流れると、ローレンツ力により傾斜磁場コイルが振動し、大きな音が発生する。この音は、被験者に苦痛を与えるのみならず、傾斜磁場コイルの振動は磁石に伝わり、断層画像を劣化させる。

## 【0005】

この傾斜磁場コイルの振動を減衰する方法として、特許文献1記載の技術では、水平磁場方式のMRI装置において、傾斜磁場コイルと磁石との間に振動減衰部材を設けて、傾斜磁場コイルの振動を減衰させている。

## 【0006】

また、静磁場発生装置の製作誤差などにより、関心領域内の静磁場が不均一となる場合がある。このため、この静磁場の不均一を補正するシミングが必要となる。

## 【0007】

特許文献2には、ポールピースを用いた場合のシミング機構により、磁場を均質化する技術が記載されている。

## 【0008】

また、特許文献3には、垂直磁場方式の磁石においてシム機構を設け、磁場均一度を向上させる技術が記載されている。

## 【0009】

さらに、特許文献4には、傾斜磁場コイルと磁石との間にシムを配置し、磁場均一度を調整する技術が記載されている。

## 【0010】

【特許文献1】特開平11-76200号公報

## 【0011】

【特許文献2】特開平7-171131号公報

【特許文献3】特開平09-153408号公報

【特許文献4】特開平2001-78982号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0012】

ところで、傾斜磁場コイルの振動を抑制し、かつ、減衰させるためには、上記と特許文献1～4に記載された振動減衰手段と磁場均一度向上手段（シミング機構等）との2つの手段を設けることが考えられる。

## 【0013】

しかしながら、上記公知技術に記載された振動減衰手段と磁場均一度向上手段とを組み合わせた場合、シミング機構と振動減衰手段と配置するために、傾斜磁場コイルと磁石との間の距離を拡張しなければならない。

## 【0014】

これは磁気共鳴イメージング装置の大型化につながり、小型化が望まれている現状では好ましいものではない。

#### 【0015】

そこで、本発明の目的は、傾斜磁場コイルと磁石と間の距離の拡張を抑制しながら、傾斜磁場コイルの振動を減衰し、かつ、静磁場不均一を補正することができる磁気共鳴イメージング装置を実現することである。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0016】

上記目的を達成するため、本発明は次のように構成される。

(1) 磁気共鳴イメージング装置は、互いに対向して配置され、その間に均一磁場領域を形成する一对の静磁場発生手段と、この静磁場発生手段の互いの対向面側に上記均一磁場領域を挟んで互いに対向して配置される一对の傾斜磁場コイルとを有する。そして、この磁気共鳴イメージング装置は、上記傾斜磁場コイルの、均一磁場領域側とは反対側の面と上記静磁場発生手段との間に配置され、上記傾斜磁場コイルと静磁場発生磁石とに固定される平板状部材を備える。この平板状部材は、この平板状部材の面方向に沿って、振動減衰部材と静磁場均一部材とが配置されている。

#### 【0017】

これにより、傾斜磁場コイルと磁石と間の距離の拡張を抑制することができる。

#### 【0018】

(2) 好ましくは、上記(1)において、上記振動減衰部材は上記傾斜磁場コイルの振動幅が大きい位置に配置され、かつ、上記振動減衰部材は、平板状部材を貫通して上記傾斜磁場コイルと上記静磁場発生磁石とに接触する。

#### 【0019】

(3) また、好ましくは、上記(1)において、上記振動減衰部材の容積は上記静磁場均一部材の容積より大きく、上記平板状部材には、上記静磁場均一部材を配置させる穴と、上記振動減衰部材を配置させる穴との少なくとも2種類の径の穴が形成されている。

#### 【発明の効果】

#### 【0020】

本発明によれば、傾斜磁場コイルと磁石との間の距離の拡張を抑制しながら、傾斜磁場コイルの振動を減衰し、かつ、静磁場の不均一を補正することができるMRI装置を実現することができる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0021】

以下、本発明について、発明の実施の形態について添付図面を参照して詳細に説明する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付し、その説明の繰り返しは省略する。

#### 【0022】

図1は、本発明が適用される磁気共鳴イメージング装置(MRI装置)の全体概略構成図である。

#### 【0023】

図1において、MRI装置は、静磁場発生磁石2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置(CPU)8とを備えている。

#### 【0024】

静磁場発生磁石2は、被検体1の周りにその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りのある広がりをもった空間に永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。

#### 【0025】

傾斜磁場発生系3は、X、Y、Zの三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とを備え、後述するシーケンサ7からの命

令に従って、X、Y、Zのそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X、Y、Zの三軸方向の傾斜磁場 $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$ を被検体1に印加する。傾斜磁場の加え方により被検体1に対するスライス面を設定することができる。

#### 【0026】

シーケンサ4は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場パルスをおよぼす所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する。また、シーケンサ4は、CPU8の制御により動作し、被検体1の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、送信系5、傾斜磁場発生系3及び受信系6に送る。

#### 【0027】

送信系5は、上記シーケンサ4から送り出される高周波パルスにより被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場を照射する。そして、送信系5は、高周波発振器11と、変調器12と、高周波増幅器13と、送信側の高周波コイル14aとを備える。

#### 【0028】

高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ7の命令に従って変調器12で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅する。そして、増幅された高周波パルスを、被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、電磁波が被検体1に照射される。

#### 【0029】

受信系6は、被検体1の生体組織の原子核の核磁気共鳴により放出されるエコー信号（NMR信号）を検出する。受信系6は、受信側の高周波コイル14bと、増幅器15と、直交位相検波器16と、A/D変換器17とを備える。

#### 【0030】

送信側の高周波コイル14aから照射された電磁波による被検体1の応答の電磁波（NMR信号）は被検体1に近接して配置された高周波コイル14bで検出され、増幅器15及び直交位相検波器16を介してA/D変換器17に入力されてデジタル量に変換される。さらに、直交位相検波器16に供給された信号はシーケンサ4からの命令によるタイミングで直交位相検波器16によりサンプリングされた二系列の収集データとされ、その信号が信号処理系7に送られる。

#### 【0031】

信号処理系7は、CPU（動作制御演算手段）8と、磁気ディスク18及び磁気テープ19等の記録装置と、CRT等のディスプレイ20とを備え、CPU8でフーリエ変換、補正係数計算、像再構成等の処理を行い、任意断面の信号強度分布あるいは複数の信号に適切な演算を行って得られた分布を画像化してディスプレイ20に断層像として表示する。

#### 【0032】

図2は、上記MRI装置の静磁場発生磁石2と傾斜磁場コイル9との配置箇所の概略断面図である。

#### 【0033】

図2において、一对の静磁場発生磁石2は、互いに対向して配置され、均一磁場領域50を形成する。図示せぬ被検体は、均一磁場領域50に配置され、ベッド21上に横たわる。

#### 【0034】

一对の傾斜磁場コイル9は、均一磁場領域50を挟んで、互いに対向して配置され、静磁場発生磁石2と均一磁場領域50との間に固定される。

#### 【0035】

一对の高周波磁場コイル14（14a、14b）は、均一磁場領域50を挟んで、互いに対向配置され、均一磁場領域50と傾斜磁場コイル9との間に固定される。シムトレイ（平板状部材）22は、静磁場発生磁石2と傾斜磁場コイル9との間に配置される。

#### 【0036】

図3は、シムトレイ22の概略構成断面図である。図3において、傾斜磁場コイル9は、静磁場発生磁石2に固定したスタッド25の座27に、ボルト26で固定される。

【0037】

上記スタッド25は、振動減衰部材24に座27とねじ頭28とが接着されて構成されている。また、シムトレイ22を静磁場発生磁石2に設けたスタッド29を介してボルト26で固定することにより、傾斜磁場コイル9から静磁場発生磁石2を介してシムトレイ22に伝わる振動の伝達経路を長くさせ、振動を伝えにくくしている。

【0038】

また、シムトレイ22には、後述するネジ穴に鉄片23が挿入されている。この鉄片23は、磁場均一度を向上するためのものである。

【0039】

図4は、シムトレイ22の本体上面図である。図4に示すように、静磁場発生磁石2と傾斜磁場コイル9との間に配置されたシムトレイ22には多数の鉄片23を挿入し、保持するためのネジ穴22h1と、傾斜磁場コイル9用のスタッド25を貫通させるための穴22h2とが形成されている。

【0040】

鉄片23を配置するネジ穴22h1は、M6またはM8程度の小さい径のものが多数あった方がよいが、振動減衰部材はそれより大きい方がよいため、貫通させる穴の径も大きくなる。

【0041】

図3に示すように、ネジ穴22h1に所望の鉄片23を挿入し、固定することにより、静磁場の均一度を補正する。また、貫通穴22h2を通して固定したスタッド25に、ボルト26により傾斜磁場コイル9を取り付け、傾斜磁場コイル9の振動エネルギーをスタッド25の振動減衰部材24にて熱エネルギーに変換し、振動を減衰させる。

【0042】

傾斜磁場コイル9の振動減衰効果を効率よく得るためには、図5に示すように、傾斜磁場コイル9の振動幅が大きい振動の腹の位置に振動減衰部材24を配置し、振動減衰部材24と傾斜磁場コイル9表面とを接触させることにより、直接的に振動を減衰させる。

【0043】

しかし、傾斜磁場コイル9の振動モードは数千Hz程度まで多数存在し、それぞれの振動モードの腹の位置も多数存在する。従って、最も騒音及び振動の伝達に寄与している振動モードを選択し、その振動の腹の位置に、振動減衰部材24を配置させる。

【0044】

ただし、振動減衰部材を多数配置することにより、シミングに支障の出る場合には、シミング用の鉄片23を必要箇所に配置した後、最良位置からは少しずれた位置に振動減衰部材24を配置すればよい。

【0045】

シミング用ネジ穴22h1の位置は、図4に示すように、放射状に、つまり、円板状のシムトレイ本体の中心から半径方向に一定の間隔をおき、かつ、一定の角度間隔で形成しても良いし、ランダムな位置に形成しても良い。さらに、シムトレイ22の表面に振動減衰シートを貼り付けても良い。

【0046】

鉄片23は、所望の磁化力が得られる程度の鉄量を含み、その他は非磁性の部材料で構成される。振動減衰部材24は、非磁性であることが望ましく、例えば、ゴム、プラスチックや、金属とゴムの複合部材料などの減衰が大きい物質、または砂などの摩擦の大きな粒子を非磁性容器に封入して成形または加圧成形して構成する。さらに、振動減衰部材24は、液体、またはプラスチックなどの減衰が大きい物質で構成しても良い。振動減衰部材24の形状は、棒状、またはボルト形状のほうが、穴22h2に取り付けやすい。

【0047】

図6に示すように、傾斜磁場コイル9が静磁場発生磁石2に形成された窪み部に埋設さ

れている場合、傾斜磁場コイル9の外周側面と窪み部の内周側面との間にもリング状の振動減衰部材24を配置し、横方向(図6に矢印で示す)の振動も減衰させるように構成しても良い。

【0048】

この場合、リング状の減衰部材24と窪み部の内周側面とを接触させて、ボルト30で減衰部材24を静磁場発生磁石2に固定する。なお、振動減衰部材24は、リング状の形状とするのではなく、複数の棒状のものを傾斜磁場コイル9の半径方向に放射状に配置、またはランダムに配置しても良い。

【0049】

また、鉄片23を固定しなかったネジ穴22h1に振動減衰部材24を固定して、シムトレイ22に伝わった振動の減衰効果を高めても良い。

【0050】

以上のように、本発明の一実施形態によれば、シムトレイ本体に複数のネジ穴が形成され、このネジ穴に振動減衰部材24と磁場均一用の鉄片23とを挿入して固定してシムトレイ22が形成される。そして、このシムトレイ22を傾斜磁場コイル9と静磁場発生磁石2との間に固定して配置している。つまり、平板状部材であるシムトレイの面方向に沿って振動減衰部材24と静磁場均一部材である鉄片23とを配置したので、振動減衰部材24と磁場均一部材23とは、傾斜磁場コイル9と静磁場発生磁石2とが対向する方向に重ねて配置されることはない。

【0051】

したがって、傾斜磁場コイル9と磁石2との間の距離の拡張を抑制しながら、傾斜磁場コイル9の振動を減衰でき、かつ、静磁場の不均一を補正することができる磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

【0052】

なお、図7に示すように、シムトレイ22内部に半径方向に広がる、平板状の振動減衰部材24を配置させても良い。

【0053】

この場合、振動減衰部材24を覆う表面板31が形成されるが、この表面板31の部材質は、FRP、アルミ等が好ましい。また、この表面板31の表面には、複数のネジ穴が形成されている。そして、傾斜磁場コイル9は表面板31に形成されたネジ穴にボルト26で固定し、シムトレイ22表面を傾斜磁場コイル9表面と密接に固定させる。

【0054】

この図7の場合も、振動減衰部材24と鉄片23とは、シムトレイ22の半径方向に配列される。

【0055】

このようにすることで、傾斜磁場コイル9の振動はシムトレイ22内に配置した振動減衰部材24にて熱エネルギーに変換され、振動を減衰させることができる。

【0056】

この図7に示した例においても、図3等にした本発明の実施形態と同様な効果を得ることができる。

【0057】

なお、シミング用の鉄片23は、鉄粉と振動減衰部材とを混合圧縮成形し、傾斜磁場コイル9の振動を鉄片23の振動減衰部材においても減衰させることもできる。

【0058】

ここで、シムトレイ本体の部材質は、例えば、ガラスエポキシ樹脂の積層体等の樹脂部材を用いることができる。

【0059】

また、シムトレイ本体をアルミ板としてもよい。この場合、シムトレイをアルミシールドとして兼用することもできる。静磁場発生磁石2の振動による静磁場変動を、この静磁場変動によってアルミシールド上に発生する渦電流により補正するものであり、上記アル



ミシールド自体は公知の技術である。

【図面の簡単な説明】

【0060】

【図1】本発明が適用される磁気共鳴イメージング装置の全体概略構成図である。

【図2】静磁場発生磁石と傾斜磁場コイルとの配置箇所の概略断面図である。

【図3】シムトレイの概略構成断面図である。

【図4】シムトレイの本体上面図である。

【図5】傾斜磁場コイルの振動減衰効果を効率よく得るための構造説明図である。

【図6】傾斜磁場コイルの外周側面にも振動減衰部材を配置する場合の説明図である。

。

【図7】シムトレイ内部に半径方向に拡がる平板状の振動減衰部材を配置させる場合の例の説明図である。

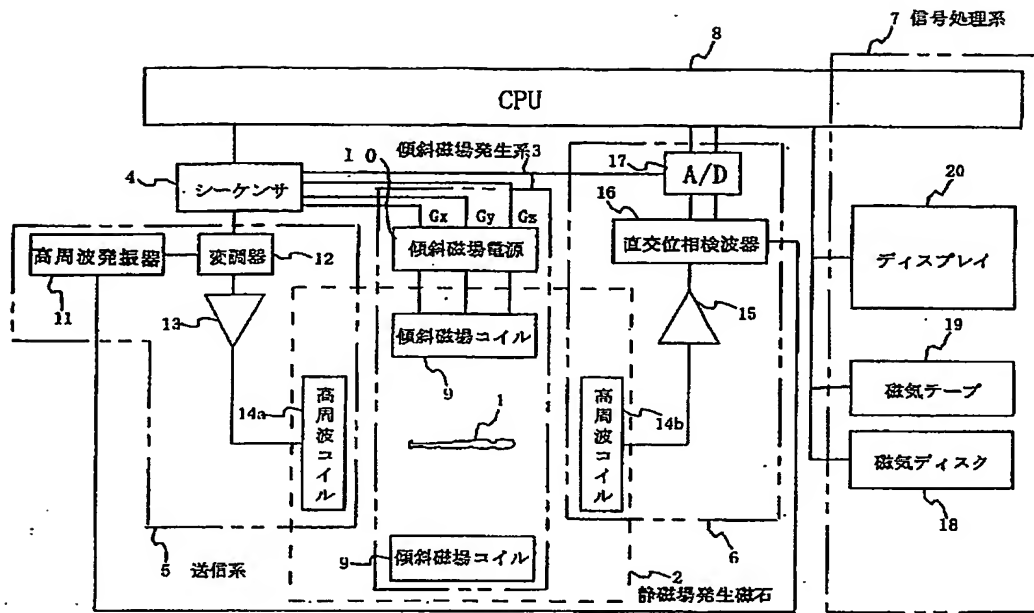
【符号の説明】

【0061】

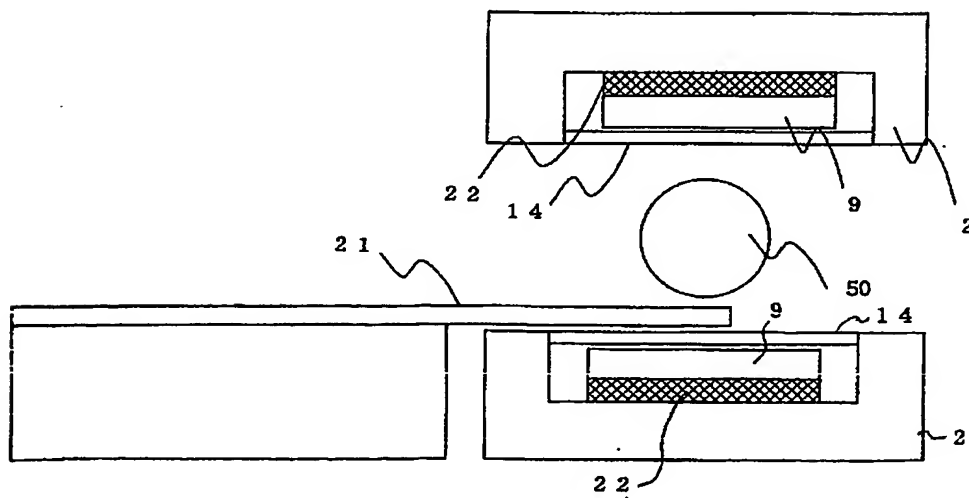
1	被検体
2	静磁場発生磁石
3	傾斜磁場発生系
5	送信系
6	受信系
7	信号処理系
8	CPU
9	傾斜磁場コイル
14	高周波コイル
21	ベッド
22	シムトレイ
22 h1、22 h2	ネジ穴
23	鉄片
24	振動減衰部材
25、29	スタッド
26、30	ボルト
27	スタッドの座
28	ねじ頭
31	表面板
50	均一磁場領域

【書類名】 図面

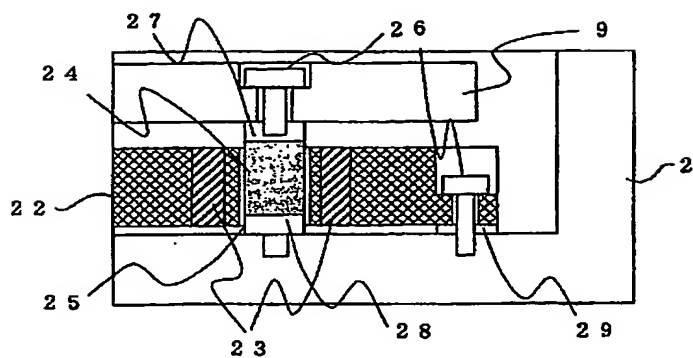
【図 1】



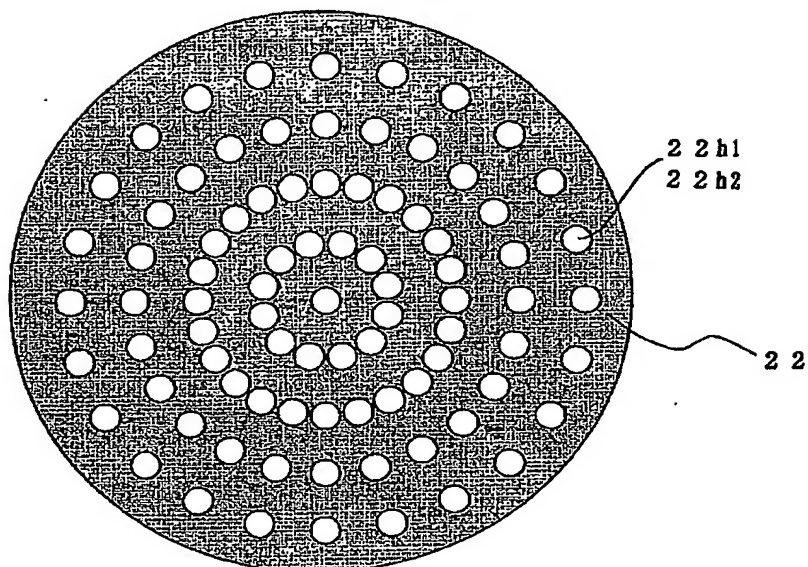
【図 2】



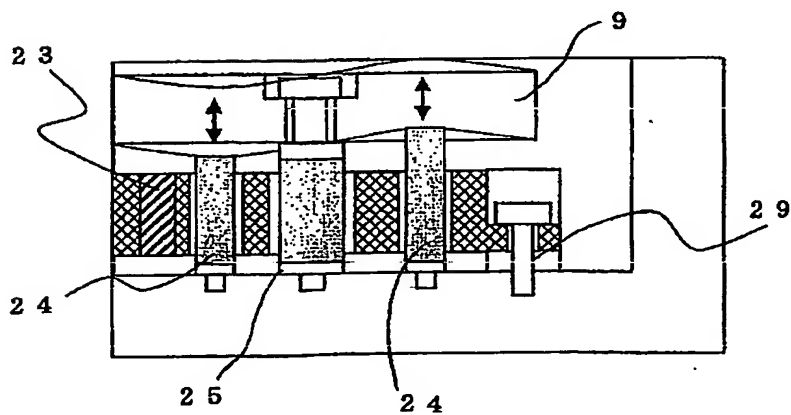
【図3】



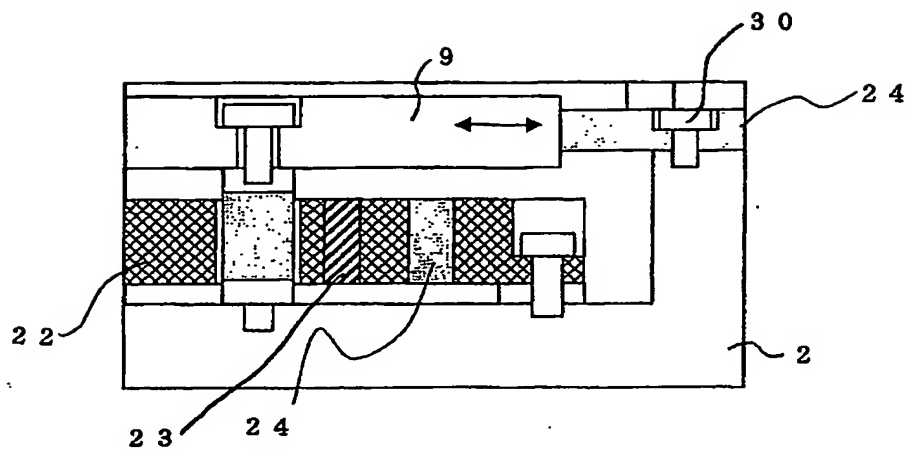
【図4】



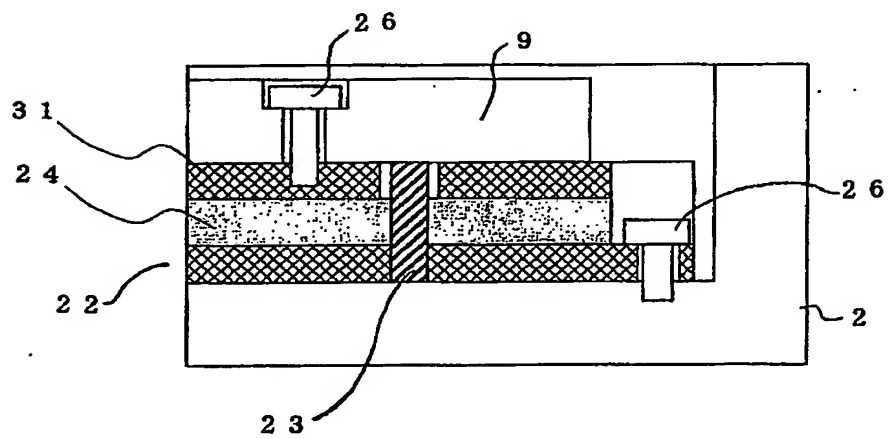
【図5】



【図 6】



【図 7】



## 【書類名】 要約書

## 【要約】

【課題】 傾斜磁場コイルと磁石と間の距離の拡張を抑制しながら、傾斜磁場コイルの振動を減衰し、かつ、静磁場の不均一を補正することができるMRI装置を実現する。

【解決手段】 シムトレイ 22 は静磁場発生磁石 2 と傾斜磁場コイル 9 との間に配置される。シムトレイ 22 には複数のネジ穴が形成され、このネジ穴に振動吸収部材 24 と磁場均一用の鉄片 23 とを挿入して固定されている。振動吸収部材 24 と磁場均一用鉄片 23 とは、傾斜磁場コイル 9 と静磁場発生磁石 2 とが対向する方向に重ねて配置されることはない。したがって、傾斜磁場コイル 9 と磁石 2 と間の距離の拡張を抑制しながら傾斜磁場コイルの振動を減衰でき、かつ、静磁場の不均一を補正できる磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

【選択図】 図 2

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2003-355128
受付番号	50301712646
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成15年10月17日

<認定情報・付加情報>

【提出日】 平成15年10月15日

特願 2 0 0 3 - 3 5 5 1 2 8

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [ 0 0 0 1 5 3 4 9 8 ]

1. 変更年月日 1 9 9 0 年 8 月 1 0 日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号

氏 名 株式会社日立メディコ